

Aus dem I. Physiologischen Institut der Universität
Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. W. D. Keidel

**Über die Abhängigkeit der objektiv ermittelten
Intensitätsfunktion des menschlichen Gehörs
von der Tonfolgefrequenz**

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

Vorgelegt von
Rose-Marie R a u
aus Stuttgart



Dekan: Professor Dr. E. Wetterer

Referent: Professor Dr. W. D. Keidel

Tag der mündlichen Prüfung: 30. Juli 1968

Über die Abhängigkeit der objektiv ermittelten Intensitätsfunktion des menschlichen Gehörs von der Tonfolgefrequenz*

ROSE-MARIE RAU

I. Physiologisches Institut der Universität Erlangen-Nürnberg
(Direktor: Prof. Dr. W. D. KEIDEL)**

Eingegangen am 11. Oktober 1967

Summary. 1. In man cortical potentials were evoked by acoustic stimuli and recorded from the skull. Certain amplitudes (R) and also certain areas (R') underneath these potentials (described in detail) are with good reproducibility power functions of the stimulus-intensity (S). These power functions $R = S^n$ (R = reaction, S = stimulus) are in good accordance to those gained by S. S. STEVENS and his co-workers by psychophysical data.

2. After stimulation by sinusoidal tones (frequency 1,000 cps, duration 1.5 respectively 0.1 sec) the exponents of these power functions range between 0.28 and 0.07, if the difference between the surface negative deflection of the potential (latency 120—180 msec) and the surface positive one (latency 190—230 msec) was measured as " R ".

The factor influencing the slope (exponent) is the repetition-rate of the stimulus: reducing the tone intervals from 30 sec down to 0.25 sec we found the exponent to diminish from 0.28 to 0.07 in male subjects and from 0.22 to 0.14 in female ones.

3. If R represents the difference of the deflections of the potential with the latency 80—180 msec we also found R to be a power function of the intensity of the stimulus. Their exponents decrease from 0.18 to 0.06 increasing the repetition-rate from 1/30 sec⁻¹ to 4/1 sec⁻¹ for male subjects and from 0.09 to 0.04 with female subjects.

4. Reduction of the tone duration from 1.5 sec down to 0.1 sec does not change the slope (exponent) of the power functions.

Zusammenfassung. Leitet man vom Schädel des wachen Menschen akustisch evozierte Potentiale ab, so stellen die Potentialamplituden und die Flächen unter bestimmten, im einzelnen beschriebenen Abschnitten des Potentialverlaufs reproduzierbare Funktionen der aufgewandten Reizstärke dar. Dabei handelt es sich um Potenzfunktionen vom allgemeinen Typ $R = S^n$, entsprechend den von S. S. STEVENS [20] psychophysisch gewonnenen Reizstärke — Empfindungsstärke Abhängigkeiten.

2. Die Exponenten n der nach Reizung mit Tönen von 1000 Hz und 1,5 bzw. 0,1 sec Dauer gewonnenen Potenzfunktionen schwanken zwischen 0,28 und 0,07, wenn für R die Potentialdifferenz im Zeitbereich 120—180 msec zu 190—230 msec ausgemessen wird. Charakteristischen Einfluß auf diese Steigungen der Potenzfunktionen hat die Reizfolgefrequenz: Bei Erhöhung der Reizfolgefrequenz von

* D 29.

** Herrn Professor Dr. KEIDEL zum 50. Geburtstag gewidmet.

1/30 sec⁻¹ auf 4/1 sec⁻¹ verringerte sich bei männlichen Versuchspersonen der Exponent von 0,28 auf 0,07 ($\pm 0,02$). Wurde bei weiblichen Versuchspersonen die Reizfolgefrequenz von 1/30 sec⁻¹ auf 1/2,5 sec⁻¹ gesteigert, so erniedrigte sich der Exponent der zugehörigen Potenzfunktion von 0,22 auf 0,14 ($\pm 0,02$) (Tab. 1, Abb. 5 und 6).

3. Wird für R die Potentialdifferenz im Zeitbereich 80–180 msec nach Reizbeginn ausgemessen, so ergeben sich ebenfalls Potenzfunktionen für die Abhängigkeit dieser Potentialausschläge von der Reizstärke. Deren Exponenten schwanken für die gleichen Reizfolgefrequenzen zwischen 0,18 und 0,06 für männliche Versuchspersonen, und zwischen 0,09 und 0,04 für weibliche Versuchspersonen (Tab. 2).

4. Verkürzung der Dauer des Tonreizes von 1,5 sec auf 0,1 sec berührte die Steigungen der entsprechenden Intensitätsfunktionen nicht.

Einleitung

Am I. Physiologischen Institut der Universität Erlangen-Nürnberg konnte in den letzten 5 Jahren gezeigt werden, daß die Amplituden der über verschiedene Sinneskanäle auslösbaren „evozierten Hirnpotentiale“, die mit geeigneten elektronischen Mittelungsanlagen aus den elektrischen Spontanschwankungen des Elektroencephalogramms herausgemittelt werden können, charakteristische Funktionen der aufgewandten Reizstärke darstellen [8, 9]. Dabei handelt es sich um Potenzfunktionen, die allgemein beschrieben werden können als:

$$R = S^n. \quad (1)$$

In dieser Gleichung ist R (= Reaktion) die Amplitude des evozierten Potentials, S (= Stimulus) die Reizstärke und n ein Exponent, der sich als eine für jede Sinnesmodalität unter gleichen Reizbedingungen konstante und charakteristische Größe erwiesen hat. Analoge Potenzfunktionen waren, inauguriert durch STEVENS [20] an der Harvard Universität in den dreißiger Jahren, von psychologischer Seite in psychophysischen Experimenten aufgestellt worden. Dazu war es nötig, quantitative Aussagen über Empfindungsgrößen zu gewinnen und in geeigneten subjektiven Maßeinheiten zu „skalieren“. Solche Skalierungsmöglichkeiten für subjektive Empfindungsgrößen entwickelt zu haben, ist das wesentliche Verdienst von STEVENS [20]. Damit konnte gezeigt werden, daß Gleichung (1) erfüllt wird, wenn mit R die subjektive Empfindungsgröße (subjektive Reaktion) bezeichnet wird.

Als daher seit 1962 [10, 11] von KEIDEL u. SPRENG die Anwendbarkeit dieser Gleichung auch für die Amplituden bestimmter Komponenten des akustisch evozierten Potentials nachgewiesen werden konnte, wobei der Exponent n in befriedigender Korrelation zu den Stevensschen psychophysisch unter vergleichbaren Reizbedingungen gewonnenen Exponenten steht, war damit das Fundament einer „objektiven Sinnesphysiologie“ gelegt, die eine praktische Nutzenanwendung in der inzwischen an verschiedenen in- und ausländischen Ohrenkliniken (vgl. Tagung der Arbeitsgemeinschaft deutscher Audiologen, März 1967, Freiburg i. Br.) eingeführten Untersuchungsmethoden der sogenannten „objektiven“ Audiometrie gefunden hat [18, 19].

Außer diesen eben skizzierten objektiven Untersuchungen der akustischen Informationsverarbeitung beim Menschen wurden von KEIDEL u. Mitarb. auch über andere Sinneskanäle evozierte Potentiale — zum Teil erstmals — aufgefunden, deren Intensitätsfunktionen in analoger Weise aufgestellt werden konnten, so von EHRENBERGER u. a. [4], sowie von FRUHSTORFER [6] am Vibrationssinn, von FINKENZELLER [5] am Geruch, von VON LOEWENICH u. a. [13] am Gesichtssinn, von SPRENG u. ICHIOKA [17] an der Schmerzempfindung und von PLATTIG u. a. [7] am Geschmack.

KEIDEL u. SPRENG [12] hatten 1965 darauf hingewiesen, daß der Exponent n der akustischen Potenzfunktion nicht absolut unveränderlich ist, sondern unter sonst gleichbleibenden Reizbedingungen kleiner wird, wenn das Intervall zwischen den einzelnen Reizimpulsen kürzer gewählt wird. Bei einer Intervalldauer von 30 sec fanden die genannten Autoren bei einer Versuchsperson einen Maximalwert von 0,36 und bei Intervallen von 3–5 sec einen über mehrere Versuchspersonen gemittelten Exponenten von 0,21. Außerdem hatten sie 1962 [10] den Adaptationszeitgang objektiv am wachen Menschen gemessen und mit an der Katze erhobenen Befunden verglichen.

Auch DAVIS [1, 2, 3] und THEISSING [21] fanden eine Abhängigkeit der Potentialamplitude von der Reizintervalldauer.

FRUHSTORFER [6] hat daraufhin 1966 in seiner Dissertation den Einfluß von Reizfolgefrequenz, Reizanzahl und Reizort auf die Intensitätsabhängigkeit vibratorisch ausgelöster Hirnpotentiale untersucht.

Nachdem jedoch in jüngster Zeit Zweifel an dem beschriebenen Phänomen (Änderung des Exponenten n mit der Reizintervalldauer) geäußert worden sind, bestand die Aufgabenstellung der vorliegenden Arbeit darin, anhand von Versuchsreihen, die eine signifikante Auswertung zulassen sollten, die bestehenden Diskrepanzen zu klären und die mittleren Exponenten für die Intervalldauer zwischen 30 und $1/4$ sec anhand akustisch evozierter Rindenpotentiale des Menschen mit elektronenmaschineller Mittelung zu bestimmen.

Methodik

A. Versuchsperson. Die Untersuchungen wurden mit 260 Einzelmessungen an 3 männlichen 22, 23 und 50 Jahre alten und mit 145 Einzelmessungen an 4 weiblichen 20, 21, 25 und 48 Jahre alten gesunden Versuchspersonen vorgenommen, die in einer akustisch und elektrisch abgeschirmten, dunklen Kammer in einem bequemen Sessel mit Kopfstütze gelagert waren. Sie waren angehalten, sich aufmerksam, aber körperlich vollkommen ruhig, gelöst und entspannt zu halten. Wurde der Kopf auf zu weicher Unterlage, wie Schaumgummi, gelagert, so konnten dadurch bedingte Vibrationen die Registrierungen stören, weshalb auf eine mäßig harte Unterlage Wert gelegt wurde. Jeder Versuch dauerte 1– $1\frac{1}{2}$ Std. Nach jeder Mittelung, also nach jeweils 50 oder 100 Einzelimpulsen, verstrichen etwa 5 min, um das Ergebnis aufzuzeichnen. Die Versuchsperson blieb während dieser Zeit in ihrer Lage, bis die nächste Mittelung mit einer um 20 dB größeren oder kleineren Reizintensität durchgeführt wurde. Vor 9 Uhr und nach 21 Uhr und innerhalb 1 Std nach den Hauptmahlzeiten wurden keine Versuche durchgeführt, um allzu starke Aufmerksamkeitsschwankungen zu vermeiden.

B. Reizung (Abb. 1). Zur akustischen Reizung dienten Sinustöne von 1000 Hz und von entweder 0,1 oder 1,5 sec Dauer aus einem Funktionsgenerator (Exact 255), deren Amplitude durch einen Verstärker (Bruel & Kjaer 2112) so eingestellt war,

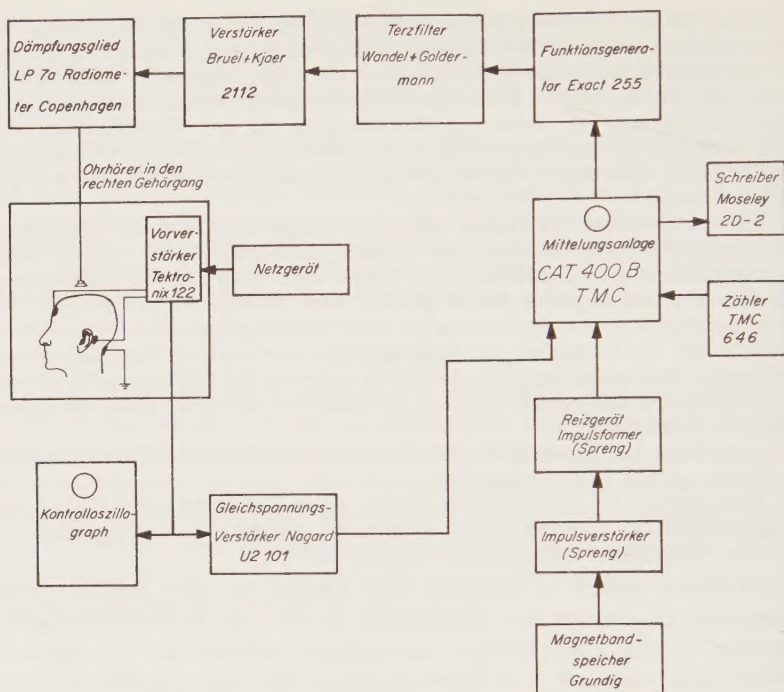


Abb. 1. Blockschema der Reiz- und Registrieranlage

daß am Ohrhörer, der mittels eines gummiüberzogenen Glasrohres in den rechten Gehörgang abstrahlte, eine Spannung von 10 V ss lag. Ein zwischengeschaltetes Dämpfungsglied (Attenuator Radiometer LP 7a) ermöglichte die Abschwächung der Intensität in Dezibel-Stufen. Der Bezugspunkt unserer Dezibel-Skala (für 10 V ss am Ohrhörer) entsprach 94 dB SPL (sound pressure level) im Gehörgang. Um Störungen durch Aus- und Einschaltknacke zu vermeiden, wurden die Sinustöne von stets 1000 Hz vor der Verstärkung durch ein Terzfilter (Wandel und Goldermann) mit den Frequenzgrenzen 900 und 1150 Hz geschickt. Zum Vergleich wurden auch Versuche ohne diese Filterung durchgeführt. Die automatische Reizauslösung aus dem Funktionsgenerator erfolgte durch die zur Registrierung benutzte elektronische Mittelungsanlage (TMC CAT 400 B). Diese wurde ihrerseits streng periodisch in den dem Kehrwert der Reizfolgefrequenz entsprechenden, für jeden Versuch fest eingestellten, zwischen 0,25 sec und 30 sec variablen Intervallen durch Rechteckimpulse getriggert. Diese Rechteckimpulse wurden mit der zugehörigen Reizfolgefrequenz entweder unmittelbar einem Generator (Donner 1500) entnommen, oder aber auf einem Magnetband gespeichert und nach entsprechender Impulsverstärkung und Impulsformung [16] einem Mittelwertsbildner zugeführt. Nach einer einstellbaren Anzahl (in der Regel 50 oder 100) von Impulsen wurde die weitere Triggerung der Mittelungsanlage durch einen elektronischen Zähler (TMC 646) vollautomatisch gesperrt.

C. Registrierung (Abb. 1). Zur Ableitung des EEG wurden Silberelektroden (3,5 × 5 cm) benutzt, die über der Glabella, dem Processus mastoideus (kontra-

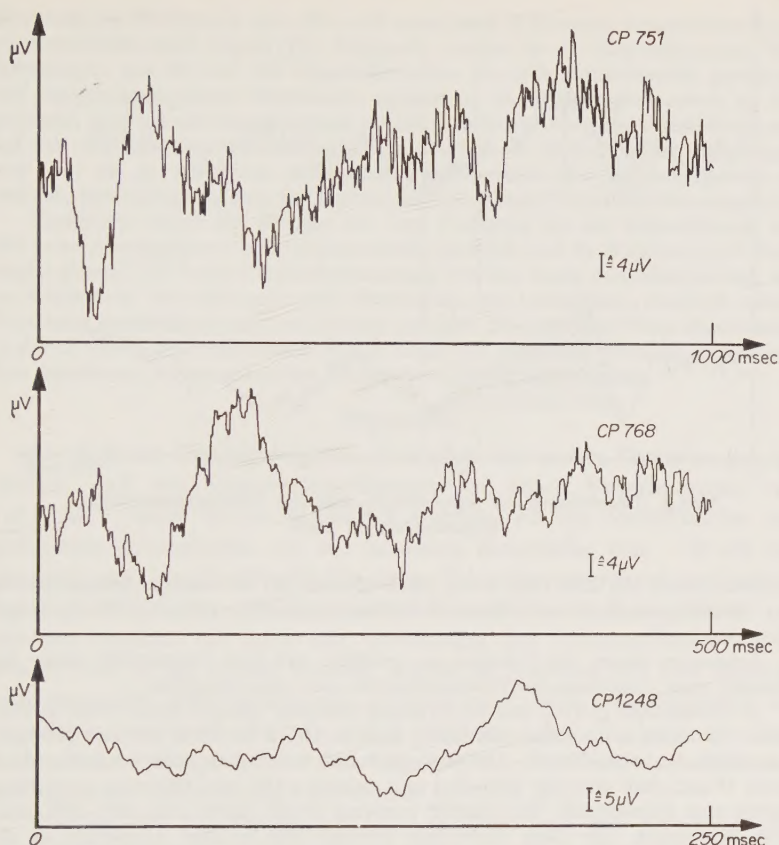


Abb.2. Gemittelte corticale Antworten in drei verschiedenen Zeitmaßstäben. Jede Registrierung ist die Summe von 100 Reizantworten auf Sinustöne von 1000 Hz und -20 dB Intensität. Für die Zeitauflösungen 1000 und 500 msec war die Reizfolgefrequenz $1/2,5 \text{ sec}^{-1}$ und die Tondauer 1,5 sec; für die Zeitauflösung 250 msec betrug die Reizfolgefrequenz $4/1 \text{ sec}^{-1}$ und die Tondauer 0,1 sec

lateral zur Reizseite) und im Nacken mittels Hellige-Elektrodengelee aufgesetzt wurden. Die Nackenelektrode diente der Erdung, die Glabella-Elektrode war mit dem negativen und die Mastoid-Elektrode mit dem positiven Eingang eines in der elektrisch abgeschirmten Kammer untergebrachten Vorverstärkers (Tektronix 122) verbunden. Mit diesem Vorverstärker wurden die abgeleiteten Potentialschwankungen 1000fach verstärkt, auf einem Oscillographen (Tektronix 502) kontrolliert und nach nochmaliger 200facher Verstärkung durch einen Gleichspannungsverstärker (Nagard U 2101) dem Mittelwertsbildner CAT 400 B zugeführt, so daß je nach Einstellung des oben beschriebenen elektronischen Zählers jeweils 50 oder 100 Reizantworten summiert werden konnten. Dabei wurden in der Regel Zeitabschnitte von 500 msec nach dem Reiz gemittelt, gelegentlich betrug die Zeit-

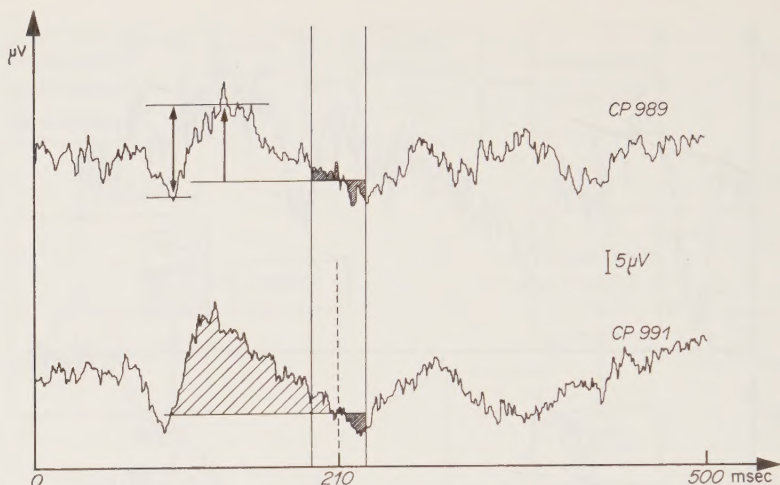


Abb. 3. Darstellung der Amplituden- und der Flächenauswertung.
Einzelheiten im Text

auflösung auch 250 oder 1000 msec. Nach 50 oder 100 Mittelungsschritten konnte das Mittelungsergebnis auf einem Koordinatenschreiber (Moseley 2D-2) ausgeschrieben werden.

Insgesamt waren die Polungen so gewählt, daß eine Negativität unter der Glabella einen Ausschlag des Tintenschreibers nach oben bewirkte.

D. Auswertung (Abb. 2 und 3). Typische Beispiele der auf diese Weise gewonnenen corticalen akustischen Antworten sind in Abb. 2 für 1000, 500 und 250 msec dargestellt. Sie zeigen bei 80–100 msec nach dem Reizbeginn einen Ausschlag nach unten (Positivität über der Glabella) und zwischen 120 und 180 msec nach Reizbeginn eine Negativität. Ein zweiter positiver Gipfel findet sich 190–230 msec nach Reizbeginn. Alle diese Ausschläge erwiesen sich in ihrer Amplitude als abhängig von der Intensität des verwandten Reizes.

Zur Ausmessung der Potentialamplituden, die zwischen 5 und 30 μV schwankten, wurde die negative Auslenkung bei 120–180 msec und die zweite positive Auslenkung bei 190–230 msec nach Reizbeginn benutzt in Anlehnung an die Methodik von KEIDEL u. SPRENG [12]. Von diesen Autoren wird die negative Auslenkung mit einer Latenz von 130–170 msec angegeben, während die zweite positive Auslenkung ebenso wie bei den vorliegenden Versuchen bei 190–230 msec gefunden wurde. Als „Potentialdifferenz“ soll nach KEIDEL u. SPRENG [12] auch hier der Abstand zwischen negativem Maximum und positivem Minimum in den angegebenen späten Zeitbereichen bezeichnet werden. Das wegen flacherer Flanken weniger klar bestimmbare Minimum wird als gleitender Mittelwert im Zeitbereich von 190 bis 230 msec nach Reizbeginn so bestimmt, daß eine durch diesen Punkt zu ziehende Parallele zur Abszisse gleich große Flächen ober- und unterhalb der Kurve abschneidet (siehe Abb. 3).

In einem Fall wurde die Potentialdifferenz durch Messung von Negativität bei 120–180 msec zu Positivität bei 190–230 msec nach Reizbeginn ohne Parallele zur Abszisse im Zeitbereich 190–230 msec bestimmt.

Außerdem wurde zum Vergleich die Potentialdifferenz zwischen dem positiven Minimum im Zeitbereich 80–100 msec nach Reizbeginn gegen das negative

Maximum im Zeitbereich von 100–180 msec nach Reizbeginn ausgemessen (Auswerteverfahren nach DAVIS [1]). Allgemein wurden 8–10 Registrierungen, also Mittelungen aus 50 oder 100 Einzelantworten, für jede Reizintensität gewonnen und ausgemittelt. Diese Mittelwerte wurden in ein Koordinatensystem so eingetragen, daß auf der logarithmisch geteilten Ordinate die Potentialdifferenz und auf der ebenfalls logarithmisch geteilten Abszisse die Reizintensität aufgetragen war. Für die so erhaltenen streuenden Punkte wurde die Ausgleichsgerade errechnet, deren Steigung dem Exponenten der gesuchten Potenzfunktion entspricht.

Zusätzlich wurde die Fläche, die vom Potential bei der Zeitauflösung von 500 msec überstrichen wurde, planimetrisch ermittelt und in Beziehung zur Reizstärke gesetzt. Zu dieser Flächenbestimmung wurden durch den Minimalwert, der im Zeitbereich 190–230 msec nach Reizbeginn, wie beschrieben, ermittelt wurde, Parallelen zur Ordinate und zur Abszisse gezogen. Die auf diese Weise abgetrennte, in Abb.3 unten grob schraffierte Fläche unter der negativen Potentialauslenkung, dem Maximum, wurde mit einem Planimeter (Ott 31) ausgemessen.

Ergebnisse

Einfluß der Reizfolgefrequenz. Nachdem die ersten Versuche gezeigt hatten, daß die Potentialamplituden bei einer Folgefrequenz von $1/2,5 \text{ sec}^{-1}$ nicht davon beeinflußt wurden, ob die nacheinander angebotenen Intensitäten von der höchsten Reizstärke von -20 dB beginnend um jeweils 20 dB bis zum Schwellenbereich abgeschwächt wurden, oder ob umgekehrt zuerst schwelennahe Intensitäten angeboten wurden, die dann zur Gewinnung der weiteren Meßwerte in Stufen von 20 dB erhöht wurden, wurde im weiteren auf eine Berücksichtigung des Reizparameters „aufsteigende“ oder „absteigende“ Intensitätsvariation verzichtet. Abb.4 zeigt zunächst die bekannte Tatsache, daß bei festgehaltener Reizfolgefrequenz die Potentialamplituden mit fallender Reizintensität abnehmen [1,12,14,21].

Werden die Potentialamplituden als Funktion der Reizstärke im doppellogarithmischen Koordinatensystem aufgezeichnet, so ergeben sich Gerade, deren Steigung mit zunehmender Reizfolgefrequenz abnimmt (Abb.6). In Tab.1 sind die Reizfolgefrequenzen und die zugehörigen Exponenten der entsprechenden Potenzfunktionen einander gegenübergestellt. Mit diesem Verfahren konnte also wie die Abb.5 und 6 und die Tab.1 veranschaulichen, statistisch gesichert werden, daß in der Tat, wie schon von KEIDEL u. SPRENG [12] postuliert, die Steigung dieser Geraden mit zunehmender Reizintervalldauer eindeutig und reproduzierbar zunimmt.

Weibliche Versuchspersonen zeigten signifikante Erniedrigung der Steigungen dieser Potenzfunktionen gegenüber männlichen Versuchspersonen, wie aus Tab.1 und Abb.5 zu ersehen ist. Obwohl für eine Folgefrequenz von $1/30 \text{ sec}^{-1}$ der Exponent bei männlichen $0,28$ und bei weiblichen Versuchspersonen $0,22$ beträgt, erfolgt die Reduktion des Exponenten mit steigender Reizfolgefrequenz trotz dieses von vornherein niedrigeren Ausgangswertes bei weiblichen Versuchspersonen in

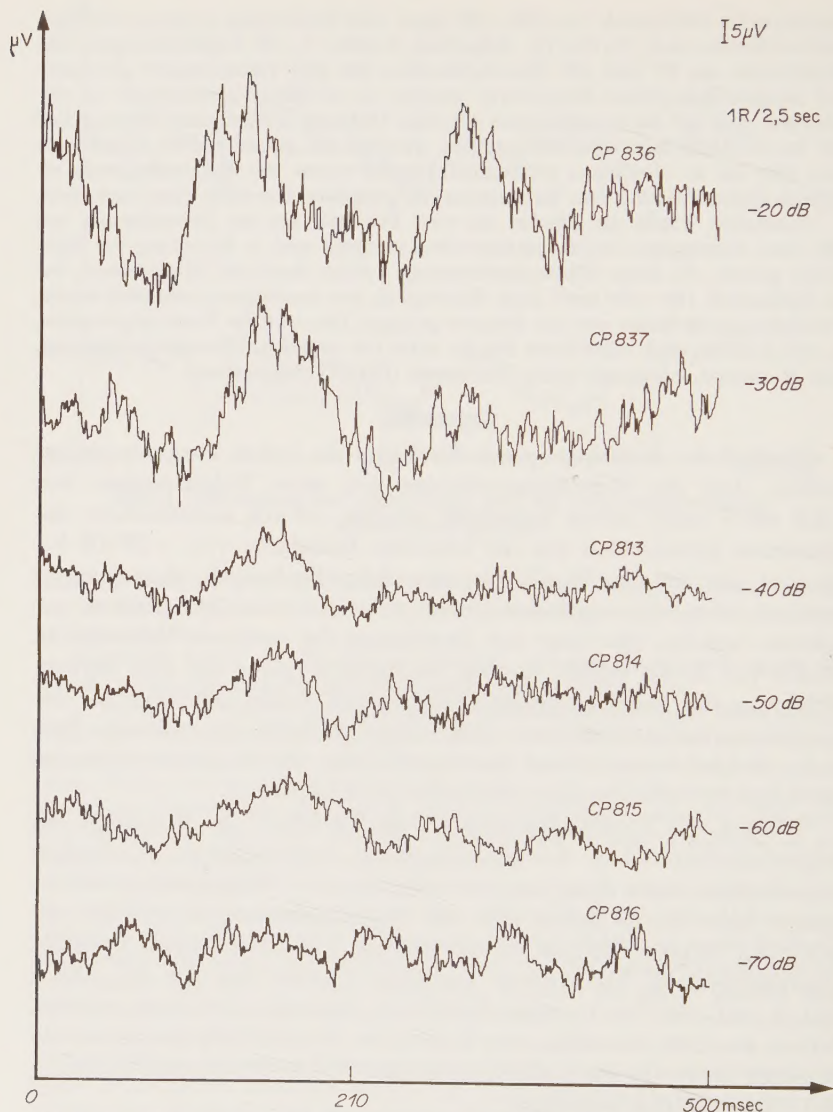


Abb.4. Gemittelte corticale Reizantworten. Die Reizintensität nimmt von oben nach unten ab. Reizfolgefrequenz $1/2,5 \text{ sec}^{-1}$. Tondauer 1,5 sec

gleichgroßen Schritten wie bei männlichen Versuchspersonen, bezogen auf die gleiche Steigerung der Reizfolgefrequenz. Die Ursache dieses Phänomens ist bisher nicht bekannt.

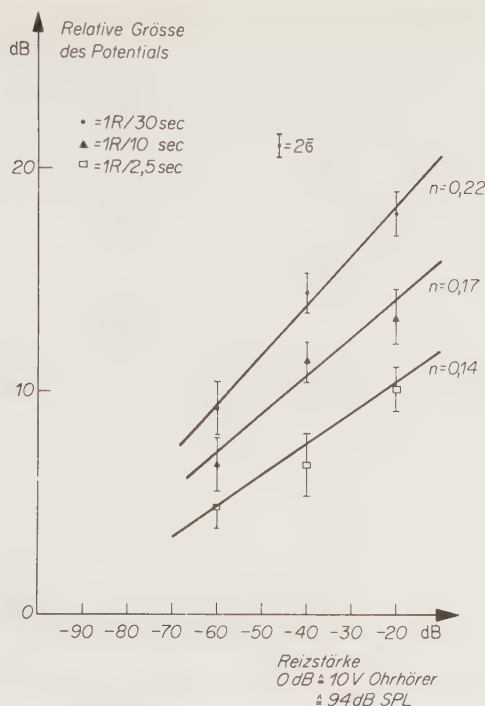


Abb.5. Intensitätsfunktionen für verschiedene Reizfolgefrequenzen bei weiblichen Versuchspersonen. (VP: Gün., Rit.)

Untersucht man den Einfluß unterschiedlicher Reizfolgefrequenzen auf die Potentialdifferenz (siehe Doppelpfeil in Abb.3 oben) im Zeitbereich 80—100 msec zu 120—180 msec nach Reizbeginn entsprechend den von DAVIS [1] u. Mitarb. (als N_1 gegen P_2 entsprechend der von ihm gewählten Nomenklatur) angegebenen Verfahren in Abweichung von der vorne beschriebenen eigenen Auswertemethodik nach KEIDEL u. SPRENG, so finden sich generell flachere Steigungen. Die zugehörigen Exponenten für verschiedene Reizfolgefrequenzen und für männliche und weibliche Versuchspersonen sind in Tab.2 aufgeführt.

Bei Bestimmung der Potentialdifferenz durch Messung von Negativität bei 120—180 msec zu Positivität bei 190—230 msec nach Reizbeginn ohne Parallele zur Abszisse im Zeitbereich 190—230 msec, also von Spitze zu Spitze, erniedrigte sich der Exponent n von 0,28 auf 0,20 bei einer Reizfolgefrequenz $1/30 \text{ sec}^{-1}$ für eine Versuchsperson.

Latenzzeit. Die Latenzzeit der positiven und negativen Schwan-
 kungen, gemessen vom Reizbeginn bis zum jeweiligen Maximum und Minimum werden mit zunehmender Reizintensität verkürzt, und zwar

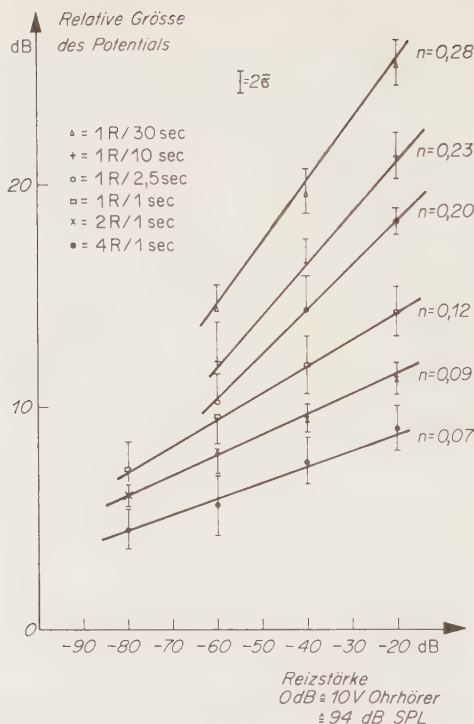


Abb. 6. Intensitätsfunktionen für verschiedene Reizfolgefrequenzen bei männlichen Versuchspersonen. (VP: Gö., St., Gab.)

Tabelle 1. Exponenten der Potenzfunktion $R = S^n$ (R = Potentialdifferenz der akustisch erzielten corticalen Antwort, S = Intensität des akustischen Reizes, n = Exponent), bei verschiedenen Reizfolgefrequenzen für männliche und weibliche Versuchspersonen

Reizfolgefrequenz (sec ⁻¹)	Exponent der Potenzfunktion		
	(männl.)	$\bar{\sigma}$	Correlat. R
1/30	0,28	$\pm 0,02$	0,9
1/10	0,23	$\pm 0,03$	0,8
1/2,5	0,20	$\pm 0,02$	0,7
1/1	0,12	$\pm 0,03$	0,4
2/1	0,09	$\pm 0,01$	0,6
4/1	0,07	$\pm 0,03$	0,5
Reizfolgefrequenz (sec ⁻¹)	Exponent der Potenzfunktion		
	(weibl.)	$\bar{\sigma}$	Correlat. R
1/30	0,22	$\pm 0,02$	0,8
1/10	0,17	$\pm 0,03$	0,7
1/2,5	0,14	$\pm 0,02$	0,7

Tabelle 2. Exponenten der Potenzfunktion $R = S^n$ (R = Potentialdifferenz im Zeitbereich von 80–180 msec nach Reizbeginn des akustisch evozierten Potentials, S = Intensität des akustischen Reizes, n = Exponent) bei verschiedenen Reizfolgefrequenzen für männliche und weibliche Versuchspersonen

Reizfolgefrequenz (sec ⁻¹)	Exponent der Potenzfunktion		
	(männl.)	$\bar{\sigma}$	Correlat. R
1/30	0,19	$\pm 0,02$	0,7
1/10	0,16	$\pm 0,05$	0,8
1/2,5	0,12	$\pm 0,03$	0,6
1/1	0,10	$\pm 0,03$	0,3
2/1	0,08	$\pm 0,03$	0,6
4/1	0,06	$\pm 0,02$	0,4

Reizfolgefrequenz (sec ⁻¹)	Exponent der Potenzfunktion		
	(weibl.)	$\bar{\sigma}$	Correlat. R
1/30	0,08	$\pm 0,02$	0,4
1/10	0,06	$\pm 0,05$	0,4
1/2,5	0,04	$\pm 0,03$	0,3

Sigma-Quer ($\bar{\sigma}$) ist die Abweichung des Mittelwertes der Steigungen, die sich aus der Ausgleichsgeradenberechnung eines jeden Einzelversuches von mindestens drei Intensitäten ergeben haben.

R ist der Korrelationskoeffizient, der die Güte der Anpassung der Geraden angibt ($R = 1$ entspricht optimale Anpassung; $R = 0$ entspricht: die Gerade verläuft ohne Anpassung). Die Einzelwerte für $\bar{\sigma}$ wurden bestimmt nach der Formel:

$$\bar{\sigma} = \frac{\sigma}{\sqrt{N}} = \sqrt{\frac{\sum (\Delta n)^2}{N(N-1)}}$$

die für R nach der Formel:

N = Zahl der Messungen
 n = Exponent

$$R = \frac{N \sum xy - \sum x \sum y}{\sqrt{(N \sum x^2 - \sum x \sum x)(N \sum y^2 - \sum y \sum y)}}$$

auf einer elektronischen Rechenmaschine Linc 8 (Digital Equipment).

im Mittel um 10 msec bei je 20 dB Reizintensitätsanstieg. Es besteht Grund zu der Annahme, daß es sich bei dieser Latenzzeitabhängigkeit von der Reizintensität um eine nicht lineare Funktion handelt. Bei der von uns gewählten und oben beschriebenen Auswertemethodik fallen diese Latenzzeitschwankungen nicht störend ins Gewicht.

Tondauer. Untersuchungen des Einflusses der Tondauer zeigten, daß Töne von 0,1 und 1,5 sec Dauer bei den Reizfolgefrequenzen 1/2,5 sec⁻¹ und 1/30 sec⁻¹ ohne Einfluß auf die gewonnenen Steigungen der Potenzfunktion blieben.

Ermüdung. Im allgemeinen wurden die Versuchszeiten in Zufallsordnung über den ganzen Tag zwischen 9 und 21 Uhr verteilt. Gelegent-

lich wurde auch ein und dieselbe Versuchsperson morgens und abends am selben Tag zur Gewinnung von Potentialen herangezogen. Signifikante Veränderungen der Aufmerksamkeitszuwendung schienen ohne Einfluß auf die Steigung der Geraden zu bleiben. Dagegen konnten in der Regel Amplitudenverminderungen bei Konzentrationserhöhung in vergleichbarem Umfang für alle Reizintensitäten (Parallelverschiebung der zugehörigen Intensitätsfunktion) beobachtet werden. Wurden die Versuchspersonen angewiesen, im Gegensatz zu den normalen Versuchsbedingungen sich auf die Tonimpulse besonders stark zu konzentrieren, so war bei einer Reizfolgefrequenz von $1/30 \text{ sec}^{-1}$ ein Auftreten des K-Komplexes [15] feststellbar, ohne daß auch unter diesen Bedingungen die Steigung der Potenzfunktion in signifikanter Weise verändert worden wäre. Da bisher eine Möglichkeit, die Aufmerksamkeitszuwendung oder die Vigilanz objektiv zu messen nicht besteht, wurde dieser möglicherweise bedeutungsvolle Zusatzbefund in der vorliegenden Arbeit nicht verfolgt.

Messung ohne Filterung des Reizimpulses. Wurde die bei der Versuchsanordnung beschriebene Filterung des Sinustonimpulses von 1000 Hz durch ein Terzfilter mit den Frequenzgrenzen von 900—1150 Hz unterlassen, so zeigte sich, daß die Steigung der bei Reizfolgefrequenzen von $1/10 \text{ sec}^{-1}$ und $1/2,5 \text{ sec}^{-1}$ gewonnenen Potenzfunktionen sich im Gegensatz zu den mit gefilterten Sinusimpulsen unter sonst gleichen Reizbedingungen gewonnenen Intensitätsabhängigkeiten um den nicht signifikanten Wert 0,02 erhöht hat.

Flächenauswertung. Bei der im methodischen Teil beschriebenen „Flächenauswertung“ zeigte sich, daß die Größe der in Abb.3 unten grob schraffierten Fläche unter dem Kurvenzug sich ebenfalls mit zunehmender Reizstärke vergrößerte und dabei derselben Potenzfunktion mit genau dem gleichen Exponenten folgte wie die zugehörigen Potentialamplituden. Die von uns gewählte Art der Amplituden- und der Flächenauswertung ergibt also hinsichtlich der Steigungen von Potenzfunktionen gleiche Werte bei den vorliegenden Parametern.

Literatur

1. DAVIS, H.: Slow cortical response evoked by acoustic stimuli. *Acta oto-laryng.* (Stockh.) **59**, 179—185 (1965).
2. — T. MAST, N. YOSHIE, and ST. ZERLIN: The slow response of the human cortex to auditory stimuli: Recovery process. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **21**, 105—113 (1966).
3. —, and ST. ZERLIN: Acoustic Relations of the human vertex potential. *J. acoust. Soc. Amer.* **39**, 109—116 (1966).
4. EHRENBERGER, K., P. FINKENZELLER, W. D. KEIDEL u. K. H. PLATTIG: Elektrophysiologische Korrelation der Stevens'schen Potenzfunktion und objektive Schwellenmessung am Vibrationssinn des Menschen. *Pflügers Arch. ges. Physiol.* **290**, 114—123 (1966).

5. FINKENZELLER, P.: Gemittelte EEG-Potentiale bei olfaktorischer Reizung. *Pflügers Arch. ges. Physiol.* **292**, 76—80 (1966).
6. FRUHSTORFER, H.: Der Einfluß von Reizfolgefrequenz, Reizanzahl und Reizort auf die Intensitätsabhängigkeit vibratorisch ausgelöster corticaler Antworten beim Menschen. Dissertation, Erlangen 1966.
7. JAUHAINEN, T., u. K. H. PLATTIG: Reizsynchrone langsame Rindenpotentiale beim Menschen nach elektrischer Reizung der Zunge. *Pflügers Arch. ges. Physiol.* **289**, R 27 (1966).
8. KEIDEL, W. D.: (1) Elektronisches Rechenwerk zur Mittelwertsbildung statistisch streuender periodischer bioelektrischer Potentiale. *Z. Biol.* **111**, 54—66 (1959).
9. — (2) Neuere Ergebnisse der Physiologie des Hörens. *Arch. Ohr., Nas., u. Kehlk.-Heilk.* **185**, 548 (1965).
10. —, and M. SPRENG: (1) Human evoked cortical responses to auditory stimuli: interaction, time course of adaptation, influence of stimuli parameters XXII. *Int. Cong. of Physiological Sciences, Leiden 1962. Excerpta Medica, Int. Cong. Series* **48**, 1010 (1962).
11. — — (2) Elektronisch gemittelte langsame Rindenpotentiale des Menschen bei akustischer Reizung. *Acta oto-laryng. (Stockh.)* **56**, 318—328 (1963).
12. — — (3) Neurophysiological evidence for the Stevens power function in man. *J. acoust. Soc. Amer.* **38**, 191—195 (1965).
13. LOEWENICH, V. v., u. P. FINKENZELLER: Reizstärkenabhängigkeit und Stevenssche Potenzfunktion beim optisch evozierten Potential des Menschen. *Pflügers Arch. ges. Physiol.* **193**, 256—271 (1967).
14. RAPIN, I., H. SCHIMMEL, L. M. TOURK, N. A. KRASNEGOR, and C. POLLAK: Evoked responses to clicks and tones of varying intensity in waking adults. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **21**, 335—344 (1966).
15. ROTH, M., J. SHAW, and J. GREEN: The form, voltage distribution and physiological significance of the K-complex. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* **8**, 385—402 (1956).
16. SPRENG, M.: Ein kleines transistorisches Rechteckimpuls-Reizgerät. *Z. Biol.* **114**, 265—268 (1964).
17. —, u. M. ICHIOKA: Langsame Rindenpotentiale bei Schmerzreizung am Menschen. *Pflügers Arch. ges. Physiol.* **279**, 121—132 (1964).
18. —, u. W. D. KEIDEL: (1) Objektive Audiometrie. *Pflügers Arch. ges. Physiol.* **281**, 82 (1964).
19. — — (2) Separierung von Cerebroaudiogramm (CAG), Neuroaudiogramm (NAG) und Otoaudiogramm (OAG) in der objektiven Audiometrie. *Arch. klin. exp. Ohr., Nas., u. Kehlk.-Heilk.* **189**, 225—246 (1967).
20. STEVENS, S. S.: The psychophysics of sensory function. In: *Sensory communication*, pp. 1—33. Ed.: W. A. ROSENBLITH. New York, London: J. Wiley & Sons 1961.
21. THEISSING, J.: Klinische Möglichkeiten und Ergebnisse der objektiven Audiometrie mit Computertechnik. *Arch. klin. exp. Ohr., Nas., u. Kehlk.-Heilk.* **187**, 612—620 (1966).

ROSE-MARIE RAU

8520 Erlangen, Luitpoldstr. 56

Lebenslauf

Am 6. November 1941 wurde ich als Tochter des Notars Walther Rau und seiner Ehefrau Hildegard, geb. Günther in Stuttgart geboren.

Meine Schulzeit begann 1948 in Stuttgart. 1961 bestand ich in Ulm/Do. das Abitur einschließlich großem Latinum. Seit 1962 studierte ich an der Universität Erlangen Medizin. Hier absolvierte ich 1963 das Vorphysikum und 1965 das Physikum. Meine klinischen Semester studierte ich in München und Erlangen.

Von März 1966 bis Oktober 1967 arbeitete ich an meiner Dissertation am I. Physiologischen Institut der Universität Erlangen-Nürnberg.

Im Juli 1968 habe ich in Erlangen das medizinische Staatsexamen bestanden.

